

3/7/1

DIALOG(R)File 347:JAPIO

(c) 2004 JPO & JAPIO. All rts. reserv.

05834984     \*\*Image available\*\*

BONE DRILLING TOOL FOR RECONSTRUCTION OF LIGAMENT

PUB. NO.:        10-118084 [ JP 10118084    A]

PUBLISHED:      May 12, 1998 (19980512)

INVENTOR(s):    OGOSHI YASUMITSU  
                  NAITO FUMITO

APPLICANT(s):   NAGOYA RASHI SEISAKUSHO KK [399308] (A Japanese Company or  
                  Corporation), JP (Japan)

APPL. NO.:       08-299691 [JP 96299691]

FILED:           October 23, 1996 (19961023)

ABSTRACT

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a bone drilling tool for reconstruction technique for a ligament by which amount of drilling of a bone and formation of bone defect sites are less and reconstruction can be performed with a less amount of the ligament and a bone tunnel can be easily formed.

SOLUTION: A bone drilling tool 1 for reconstruction of a ligament comprises a rod-like shaft 2 and a drill 3 with a size which can be inserted into a joint from a skin cut site of the joint and being freely removable to the rod-like shaft 2. The shaft 2 and the drill 3 are provided with a drill hooking mechanism for preventing the drill 3 from moving to the base end side of the shaft 2 under a condition where the drill 3 is mounted on the shaft 2 and a torque transmitting mechanism for transmitting a rotational force provided to the shaft 2 for the blade part for drilling the bone in the direction to which the bone can be digged and scraping to the drill.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-118084

(43) 公開日 平成10年(1998) 5月12日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 17/16  
17/56

識別記号

F I

A 6 1 B 17/16  
17/56

審査請求 未請求 請求項の数 9 F D (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平8-299691

(22) 出願日 平成 8 年(1996)10月23日

(71) 出願人 592118103

株式会社名古屋螺子製作所  
愛知県名古屋市中村区椿町17番15号

(72) 発明者 大越 康充

北海道函館市元町 5 - 20 プレステージ元  
町203

(72) 発明者 内藤 文人

岐阜県関市新迫間81番地 1 株式会社名古屋  
螺子製作所内

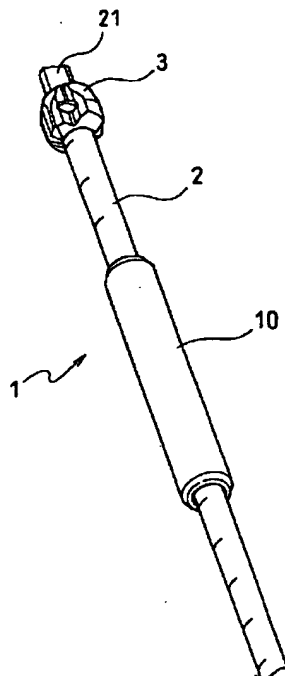
(74) 代理人 弁理士 向山 正一

(54) 【発明の名称】 靱帯再建術用骨掘削器具

(57) 【要約】

【課題】 骨の掘削量および骨欠損部位の形成が少なく、かつ、少ない量の靱帯により再建を行うことが可能な骨トンネルを容易に形成する事ができる靱帯再建術用骨掘削器具を提供する。

【解決手段】 靱帯再建術用骨掘削器具 1 は、棒状シャフト 2 と、関節の切皮部位より関節内に挿入可能な大きさであり、かつ棒状シャフト 2 に着脱自在なドリル 3 とからなる。シャフト 2 およびドリル 3 は、シャフト 2 にドリル 3 を装着した状態において、ドリル 3 のシャフト 2 の基端側への移動を防止するドリル係止機構と、シャフト 2 に与えられた骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を、ドリルに伝達するためのトルク伝達機構とを備えている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 棒状シャフトと、関節の切皮部位より関節内に挿入可能かつ該棒状シャフトに着脱自在であり、骨掘削用刃部を備えるドリルとからなる靱帯再建術用骨掘削器具であって、前記シャフトおよびドリルは、シャフトにドリルを装着した状態において、前記ドリルの該シャフトの基端側への移動を防止するドリル係止機構と、前記シャフトに与えられた前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を、前記ドリルに伝達するためのトルク伝達機構とを備えていることを特徴とする靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項2】 棒状シャフトと、関節の切皮部位より関節内に挿入可能かつ該棒状シャフトに着脱自在であり、骨掘削用刃部を備えるドリルとからなる靱帯再建術用骨掘削器具であって、前記シャフトおよびドリルは、シャフトにドリルを装着した状態において、前記ドリルの該シャフトの基端側への移動を防止するドリル係止機構と、前記シャフトに与えられた前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を、前記ドリルに伝達するためのトルク伝達機構と、前記シャフトをシャフトの基端側に引いた時に、前記ドリルと係合可能なシャフト離脱抑制機構とを備えていることを特徴とする靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項3】 前記シャフト離脱抑制機構は、ドリル側係合部とシャフト側係合部とからなり、該ドリル側係合部と前記シャフト側係合部とは、前記シャフトに前記ドリルが取り付けられた状態において、前記シャフトを前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向に回転させたときに、係合し、逆に、骨を掘削不能な方向にシャフトを回転させたときに、係合が解除されるものである請求項2に記載の靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項4】 前記ドリルは、シャフト先端部挿通用の貫通孔を備え、該貫通孔の内面には、軸方向に延びる突出部が形成されており、前記ドリルの先端面における貫通孔の開口形状は、平行部間を円弧により接続した形状となっており、前記シャフトは、先端部がドリルへの挿入部となっており、該挿入部には、円柱体にほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を備え、かつドリル装着時にドリルの貫通孔より突出する扁平部と、該扁平部と連続しかつ後端側に形成された細径部とを備え、該ドリルの貫通孔にシャフトの先端部を挿入し、前記シャフトに前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を与えたときに、シャフトが若干ドリルに対して回転可能となっており、前記シャフト離脱抑制機構は、前記シャフトが若干ドリルに対して回転したときに、前記ドリルの先端面と、前記ドリルより突出する扁平部の後端側エッジの前記ドリルの先端面と重なり合う部分により構成されているものである請求項2に記載の靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項5】 前記シャフトは、軸方向に延びる平坦面

部分を備え、前記ドリルは、該シャフトの前記平坦面部分までを挿通可能な貫通孔と、該貫通孔の内面に形成された軸方向に延びる突出部とを備え、該突出部および前記平坦面部分により前記トルク伝達機構が構成されており、前記シャフトに前記ドリルを装着した状態において、該シャフトに前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を与えたときに、前記ドリルの突出部と前記シャフトの平坦面とが当接するものである請求項1ないし4のいずれかに記載の靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項6】 前記ドリルは、シャフト先端部挿通用の貫通孔を備え、該貫通孔の内面には、軸方向に延びる突出部が形成されており、前記シャフトは、先端部がドリルへの挿入部となっており、該挿入部には、円柱体にほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた扁平部と、この扁平部と連続しかつ後端側に形成された円柱部を備えるものであり、前記ドリルの前記該シャフトの基端側への移動を防止するドリル係止機構は、該ドリルの貫通孔にシャフトの先端部を挿入したときに当接する前記ドリルの前記突出部の刃面側端部と前記シャフトの前記円柱部の先端側端部により構成されているものである請求項1ないし5のいずれかに記載の靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項7】 棒状シャフトと、関節の切皮部位より関節内に挿入可能かつ該棒状シャフトに着脱自在であり、骨掘削用刃部を備えるドリルとからなる靱帯再建術用骨掘削器具であって、前記ドリルは、シャフト先端部挿通用の貫通孔を備え、該貫通孔の内面には、軸方向に延びる突出部が形成されており、前記ドリルの先端面における貫通孔の開口形状は、平行部間を円弧により接続した形状となっており、前記シャフトは、先端部がドリルへの挿入部となっており、該挿入部には、円柱体にほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた第1の扁平部と、この第1の扁平部と連続しかつ後端側に形成された細径部と、この細径部と連続し、円柱体に、ほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた第2の扁平部と、この第2の扁平部と連続する円柱部を備え、前記ドリルの貫通孔にシャフトの先端部を挿入すると、ドリルの前記突出部の刃面側端部は、円柱部の端部に当接し、ドリルのシャフトの基端側への移動が規制され、そして、前記シャフトに前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を与えると、該シャフトは、前記ドリルに対して若干回転し、第2の扁平部の一方の平坦面は、ドリルの貫通孔内に形成された前記突出部の一方と当接し、回転力をドリルに伝達可能となり、かつ、前記シャフトの前記ドリルに対する若干の回転により、シャフトの第1の扁平部の後端側エッジの一部が、ドリルの先端面と重なり合い、シャフトを後端側に引いた場合に、両者が係合するものであることを特徴とする靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項8】 前記ドリルは、後端面にのみ形成された

2枚の刃部と、この切り刃と連続し、側面の軸方向に伸びる2つの切りくず排出溝と、側面に形成された軸方向に延びる溝と、溝の途中に形成された凹部を備えるものである請求項1ないし7のいずれかに記載の靱帯再建術用骨掘削器具。

【請求項9】 前記ドリルは、先端面にのみ形成された2枚の刃部と、この切り刃と連続し、側面の軸方向に伸びる2つの切りくず排出溝と、側面に形成された軸方向に延びる溝と、溝の途中に形成された凹部を備えるものである請求項1ないし7のいずれかに記載の靱帯再建術用骨掘削器具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、膝後十字靱帯再建術などの靱帯再建術において、移植される再建用靱帯を導入するための骨トンネルの形成に用いられる靱帯再建術用骨掘削器具に関するものである。

【0002】

【従来の技術】現在行われている後十字靱帯再建術では、再建用靱帯（例えば、人工靱帯）移植のために、脛骨側に第1の骨トンネル（脛骨骨孔）を形成し、大腿骨側に第2の骨トンネル（大腿骨骨孔）を形成し、この2つの骨トンネルを貫通するように人工靱帯を移植し、脛骨骨孔の前方口および大腿骨側の骨孔の上方口付近にて靱帯を固定することにより、靱帯再建を行っている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上記方法では、ほぼ同じ内径の骨トンネルを脛骨側から大腿骨側まで形成しなければならない。このため、自家靱帯移植法を行う場合には、採取する靱帯量が多くなり、外科的侵襲が大きい。また、骨トンネル形成のための、関節部位での骨欠損部位も大きく、骨の脆弱化を招くおそれがあり、また、切削する骨の量も多いため手技に時間がかかるという問題があった。

【0004】本発明の課題は、上記の問題点を解決し、骨の掘削量および骨欠損部位の形成が少なく、少ない量の靱帯により再建を行うことが可能な形態の骨トンネルを容易に形成する事ができる靱帯再建術用骨掘削器具を提供するものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明の課題を解決するものは、棒状シャフトと、関節の切皮部位より関節内に挿入可能かつ該棒状シャフトに着脱自在であり、骨掘削用刃部を備えるドリルとからなる靱帯再建術用骨掘削器具であって、前記シャフトおよびドリルは、シャフトにドリルを装着した状態において、前記ドリルの該シャフトの基端側への移動を防止するドリル係止機構と、前記シャフトに与えられた前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を、前記ドリルに伝達するためのトルク伝達機構とを備えている靱帯再建術用骨掘削器具であ

る。

【0006】また、本発明の課題を解決するものは、棒状シャフトと、関節の切皮部位より関節内に挿入可能かつ該棒状シャフトに着脱自在であり、骨掘削用刃部を備えるドリルとからなる靱帯再建術用骨掘削器具であって、前記シャフトおよびドリルは、シャフトにドリルを装着した状態において、前記ドリルの該シャフトの基端側への移動を防止するドリル係止機構と、前記シャフトに与えられた前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を、前記ドリルに伝達するためのトルク伝達機構と、前記シャフトをシャフトの基端側に引いた時に、前記ドリルと係合可能なシャフト離脱抑制機構とを備えている靱帯再建術用骨掘削器具である。

【0007】そして、前記シャフト離脱抑制機構は、ドリル側係合部とシャフト側係合部とからなり、該ドリル側係合部と前記シャフト側係合部とは、前記シャフトに前記ドリルが取り付けられた状態において、前記シャフトを前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向に回転させたときに、係合し、逆に、骨を掘削不能な方向にシャフトを回転させたときに、係合が解除されるものであることが好ましい。

【0008】また、前記ドリルは、シャフト先端部挿通用の貫通孔を備え、該貫通孔の内面には、軸方向に延びる突出部が形成されており、前記ドリルの先端面における貫通孔の開口形状は、平行部間を円弧により接続した形状となっており、前記シャフトは、先端部がドリルへの挿入部となっており、該挿入部には、円柱体にほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を備え、かつドリル装着時にドリルの貫通孔より突出する扁平部と、該扁平部と連続しかつ後端側に形成された細径部とを備え、該ドリルの貫通孔にシャフトの先端部を挿入し、前記シャフトに前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を与えたときに、シャフトが若干ドリルに対して回転可能となっており、前記シャフト離脱抑制機構は、前記シャフトが若干ドリルに対して回転したときに、前記ドリルの先端面と、前記ドリルより突出する扁平部の後端側エッジの前記ドリルの先端面と重なり合う部分により構成されているものであってもよい。

【0009】また、前記シャフトは、軸方向に延びる平坦面部分を備え、前記ドリルは、該シャフトの前記平坦面部分までを挿通可能な貫通孔と、該貫通孔の内面に形成された軸方向に延びる突出部とを備え、該突出部および前記平坦面部分により前記トルク伝達機構が構成されており、前記シャフトに前記ドリルを装着した状態において、該シャフトに前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を与えたときに、前記ドリルの突出部と前記シャフトの平坦面とが当接するものであってもよい。

【0010】また、前記ドリルは、シャフト先端部挿通用の貫通孔を備え、該貫通孔の内面には、軸方向に延び

る突出部が形成されており、前記シャフトは、先端部がドリルへの挿入部となっており、該挿入部には、円柱体にはほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた扁平部と、この扁平部と連続しかつ後端側に形成された円柱部を備えるものであり、前記ドリルの前記該シャフトの基端側への移動を防止するドリル係止機構は、該ドリルの貫通孔にシャフトの先端部を挿入したときに当接する前記ドリルの前記突出部の刃面側端部と前記シャフトの前記円柱部の先端側端部により構成されているものであってもよい。

【0011】また、本発明の課題を解決するものは、棒状シャフトと、関節の切皮部位より関節内に挿入可能かつ該棒状シャフトに着脱自在であり、骨掘削用刃部を備えるドリルとからなる靱帯再建術用骨掘削器具であって、前記ドリルは、シャフト先端部挿通用の貫通孔を備え、該貫通孔の内面には、軸方向に延びる突出部が形成されており、前記ドリルの先端面における貫通孔の開孔形状は、平行部間を円弧により接続した形状となっており、前記シャフトは、先端部がドリルへの挿入部となっており、該挿入部には、円柱体にはほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた第1の扁平部と、この第1の扁平部と連続しかつ後端側に形成された細径部と、この細径部と連続し、円柱体に、ほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた第2の扁平部と、この第2の扁平部と連続する円柱部を備え、前記ドリルの貫通孔にシャフトの先端部を挿入すると、ドリルの前記突出部の刃面側端部は、円柱部の端部に当接し、ドリルのシャフトの基端側への移動が規制され、そして、前記シャフトに前記骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を与えると、該シャフトは、前記ドリルに対して若干回転し、第2の扁平部の一方の平坦面は、ドリルの貫通孔内に形成された前記突出部の一方と当接し、回転力をドリルに伝達可能となり、かつ、前記シャフトの前記ドリルに対する若干の回転により、シャフトの第1の扁平部の後端側エッジの一部が、ドリルの先端面と重なり合い、シャフトを後端側に引いた場合に、両者が係合するものである靱帯再建術用骨掘削器具である。

【0012】そして、前記ドリルは、例えば、後端面にのみ形成された2枚の刃部と、この切り刃と連続し、側面の軸方向に伸びる2つの切りくず排出溝と、側面に形成された軸方向に延びる溝と、溝の途中に形成された凹部を備えるものである。また、前記ドリルは、先端面にのみ形成された2枚の刃部と、この切り刃と連続し、側面の軸方向に伸びる2つの切りくず排出溝と、側面に形成された軸方向に延びる溝と、溝の途中に形成された凹部を備えるものである。

【0013】

【発明の実施の形態】本発明の靱帯再建術用掘削器具を図面に示した実施例を用いて説明する。図1は、本発明

の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の実施例の先端部分の斜視図である。図18は、本発明の押し回し型の靱帯再建術用掘削器具の実施例の先端部分の斜視図である。図27および図28は、本発明の靱帯再建術用掘削器具の引き回し型器具の作用、言い換えれば、脛骨側の骨トンネル形成手技を説明するための説明図である。図29および図30は、本発明の靱帯再建術用掘削器具の押し回し型器具の作用、言い換えれば、大腿骨側の骨トンネル形成手技を説明するための説明図である。

10 【0014】本発明の靱帯再建術用骨掘削器具1は、棒状シャフト2と、関節の切皮部位より関節内に挿入可能な大きさであり、かつ棒状シャフト2に着脱自在なドリル3とからなり、シャフト2およびドリル3は、シャフト2にドリル3を装着した状態において、ドリル3のシャフト2の基端側への移動を防止するドリル係止機構と、シャフト2に与えられた骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を、ドリルに伝達するためのトルク伝達機構とを備えている。そして、後述する実施例では、さらに、シャフト2をシャフトの基端側に引いた時に、ドリル3と係合可能なシャフト離脱抑制機構を備えている。

【0015】本発明の靱帯再建術用掘削器具は、掘削方式の相違により、2種類ある。第1のものは、シャフトを引きながら回すことにより、骨を掘削するもの（以下、引き回し型靱帯再建術用掘削器具1という）のである。第2のものは、シャフトを押しながら回すことにより、骨を掘削するもの（以下、押し回し型靱帯再建術用掘削器具50という）である。

30 【0016】そこで、上記の2つのタイプの靱帯再建術用掘削器具を用いた靱帯再建術について、図27から図30を用いて説明する。最初に、脛骨側の骨トンネルの形成を行う。まず、鰐足直上部にガイドピン（図示せず）を刺入し、ピンをガイドにシカニューレイトッドドリル（図示せず）を用いて、脛骨101の関節100の下方より、関節内を貫通し、大腿骨に至る内径径3～5mm程度の骨細孔103を形成する。この状態が図27である。関節鏡および鉗子類を挿入するために、外側膝蓋下もしくは内側膝蓋下に切皮部位を形成し、この切皮部位より、図27に示すように、関節鏡にて確認しながら、鉗子110などにより保持した引き回し型器具のドリル3を関節内に挿入する。そして、脛骨側の骨細孔開口部103aより、引き回し型器具1のシャフト2を先端側より挿入する。

【0017】関節鏡にて確認しながらシャフト2の先端にドリル3の刃部がシャフト2の基端側を向くように装着する。具体的には、ドリル3の貫通孔35にシャフト2の先端部を挿入する。そして、シャフト2を右に回すことにより、ドリル3に対してシャフト2は約45度回転し、シャフト2の先端部に形成されたシャフト側係合部23aは、ドリル3の先端面が形成するドリル側係合

部36と係合し、シャフト2を手前側（シャフトの基端側）に引いても、ドリル3はシャフト2より離脱しない。この状態において、さらに、シャフト2を右側に回転させると、回転力がドリル3に伝達され、ドリル3はシャフト2とともに回転し、ドリル3の刃部による骨の掘削が可能となる。

【0018】骨の掘削を行うにあたり、シャフト2の基端側より、筒状スリーブ10を被せる。この筒状スリーブを左手で把持し、右手でシャフト2を引きながら右側に回転させることにより、シャフト2（骨細孔103）に沿って、脛骨側に拡大した骨トンネル（骨孔103b）が形成される。形成する骨トンネルの長さは、患者の体格、骨格などにより、相違するが、あらかじめX線造影により、決定しておく。通常脛骨の上述の骨細孔の20～30%程度であれば充分である。シャフト2には、側面に目盛りが付されているので、この目盛りを参照して、必要な長さの骨トンネルを形成する。脛骨側骨トンネルの形成が終了した後、関節鏡にて確認しながら、鉗子などによりドリル3を保持し、シャフト2を左側に回すと、ドリル3に対してシャフト2は約45度回転し、シャフト側係合部とドリル側係合部との係合が解除され、シャフト2を手前側（シャフト2の基端側）に引くことにより、ドリル3よりシャフト2が抜去される。このようにして、シャフト2およびドリル3を取り出し、脛骨側の骨トンネルの形成が終了する。これにより、図28に示す状態となる。

【0019】次に、大腿骨側の骨トンネルの形成を行う。図29に示すように、上述の関節の切皮部位より、関節鏡にて確認しながら、鉗子などにより保持した押し回し型器具50のドリル53を関節内に挿入する。また、脛骨側の骨細孔開口部103aより、押し回し型器具のシャフト52を先端側より挿入する。

【0020】そして、関節鏡にて確認しながらシャフト52の先端にドリル53の刃部がシャフト52の先端側を向くように装着し、さらに、シャフト52の先端部を骨細孔104内に挿入する。具体的には、ドリル53の貫通孔65にシャフトの先端部を挿入し、ドリル53をシャフト52に装着し、かつ、ドリルを貫通させて、シャフトの先端を骨細孔104内に到達させる。ドリル53を保持する部分のシャフト52の側面は、ドリルの内面と係合するため、シャフトを右側に回転させると、ドリルはシャフトとともに回転し、ドリルの刃部による骨の掘削が可能となる。

【0021】骨の掘削を行うにあたり、シャフトの基端側より、筒状スリーブを被せる。この筒状スリーブを左手で把持し、右手でシャフトを押しながら右側に回転させることにより、シャフト（骨細孔）に沿って、大腿骨側に拡大した骨トンネル（骨孔）が形成される。形成する骨トンネルの長さは、患者の体格、骨格などにより、相違するが、あらかじめX線造影により、決定してお

く。通常大腿骨の上述の骨細孔の20～30%程度であれば充分である。シャフトには、側面に目盛りが付されているので、この目盛りを参照して、必要な長さの骨トンネルを形成する。大腿骨側骨トンネルの形成が終了した後、関節鏡にて確認しながら、鉗子などによりドリルを保持し、シャフト52を手前側（シャフトの基端側）に引くことにより、ドリル53よりシャフトが抜去される。このようにして、シャフトおよびドリルを取り出し、図30のように、骨トンネルの形成が終了する。

【0022】なお、上記説明では、引き回し型器具と押し回し型器具の両者を用いた方法について説明した。この方法によれば、手技が容易であり好ましいが、これに限られるものではない。例えば、大腿骨側の骨トンネルは、引き回し型器具を用いても形成することができ、同様に、脛骨側の骨トンネルも押し回し型器具を用いても形成することができる。具体的には、上述の関節の切皮部位より、関節鏡にて確認しながら、鉗子などにより保持した引き回し型器具のドリルを関節内に挿入する。また、大腿骨側の骨細孔開口部より、引き回し型器具のシャフトを先端側より挿入する。そして、関節鏡にて確認しながらシャフトの先端にドリルの刃部がシャフトの基端側を向くように装着し、上述のように、シャフトの基端側より、筒状スリーブを被せ、この筒状スリーブを左手で把持し、右手でシャフトを引きながら右側に回転させることにより、シャフト（骨細孔）に沿って、大腿骨側に拡大した骨トンネル（骨孔）を形成することができる。

【0023】また、上述の関節の切皮部位より、関節鏡にて確認しながら、鉗子などにより保持した押し回し型器具のドリルを関節内に挿入し、大腿骨側の骨細孔開口部より、押し回し型器具のシャフトを先端側より挿入し、関節鏡にて確認しながらシャフトの先端にドリルの刃部がシャフトの先端側を向くように装着し、上述のように、シャフトの基端側より、筒状スリーブを被せ、この筒状スリーブを左手で把持し、右手でシャフトを押しながら右側に回転させることにより、シャフト（骨細孔）に沿って、脛骨側に拡大した骨トンネル（骨孔）を形成することができる。よって、少なくとも上記の何れかの型の靱帯再建術用掘削器具のみにより、骨欠損の少ない靱帯再建術用の骨トンネルを形成する事ができる。

【0024】次に、上記の2つの型の靱帯再建術用掘削器具について、具体的に説明する。まず、引き回し型の靱帯再建術用掘削器具について説明する。図1は、本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の実施例の先端部分の斜視図である。図2は、図1に示した靱帯再建術用掘削器具のシャフトよりドリルを離脱した状態の斜視図である。図3は、図1に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大斜視図である。図4は、図3に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大正面図である。図5は、図4に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの左側

面図（刃部側側面図）である。図6は、図3に示したドリルの内部形状を説明するための説明図である。図7は、図4のA-A線断面図（刃部部分での断面であり、この部分の通路の形状が真円であることを示すもの）である。図8は、図4のB-B線断面図（中央部分での断面であり、この部分での通路の形状が変形ひょうたん型であることを示すもの）である。図9は、図4のC-C線断面図（後端部での断面であり、この部分での通路の形状が小判型であることを示すもの）である。

【0025】図10は、図1に示した靱帯再建術用掘削器具のシャフトの部分省略正面図である。図11は、図10のシャフトの先端部の拡大正面図である。図12は、図10のシャフトの先端部の拡大平面図である。図13は、ドリルにシャフトを挿通した状態の本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の側面図である。図14は、ドリルとシャフトに係合した状態の本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の側面図である。

【0026】靱帯再建術用掘削器具1は、図1および図2に示すように、シャフト2と、シャフト2の先端部に着脱可能に装着されるドリル（引き回しドリル）3からなる。引き回しドリル3は、中空体であり、ドリル3内にシャフト2を挿入し、シャフト2を引っ張りながら右回転を行うことにより、骨トンネルを形成するドリルである。ドリルとしては、関節の切皮部位より関節内に挿入可能な大きさとなっている。具体的には、ドリルの外径は、7～12mm程度が好適であり、ドリルの全長は、7～12mm程度が好適である。ドリル3は、図3、図4および図5に示すように、皮膚や正常な靱帯を傷つけないように後端面にのみ形成された2枚の切り刃（刃部）31a、31bと、この切り刃と連続し、側面の軸方向に伸びる2つの切りくず排出溝32a、32bを有する。さらに、ドリル3の側面には、ドリル3を関節内に挿入する際、鉗子などの把持手段により保持した際にドリル3が揺動しないようにするためのV字状の保持用溝33（33a、33b）が、軸方向に伸びるように2本平行に形成されている。さらに、このV字状の保持用溝33（33a、33b）の途中に、鉗子などの把持手段からドリル3が脱しないようにするための、凹部34a、34bが形成されている。また、ドリル3の外周部の先端部は、関節内へ容易に挿入できるようテーパ形状にしてあり、テーパ部と先端部の交わる角部は、皮膚などに引っかからないように丸くしてある。

【0027】ドリル3内の中央には、シャフト挿通用の貫通孔35が形成されている。ドリル3の貫通孔35は、刃部側端部より、全長の3分の1までの部分35a（図4におけるA-A線部分）は、図6および図7に示すように、ドリル3の内面形状が円筒形（内面断面形状が円形）となっている。貫通孔35の刃部側先端より、全長の3分の1から3分の2まで（図4におけるB-B線部分）の部分35bは、図6および図8に示すよう

に、円筒形の一部に小さな二面平行突出部36a、36bを有する形状（言い換えれば、内面断面形状が変形ひょうたん型）となっている。より具体的には、円形の一部に二面平行部を形成した形状に、同じ形状のものを所定の角度（例えば、30～90度、具体的には、45度）ずらしたものを重ね合わせた形状となっている。二面平行突出部36a、36bの貫通孔の内側面は、貫通孔内に突出し、ドリルの軸方向に伸びる小さな平行の2つの平坦面を形成している。貫通孔35の刃部側先端より、全長の3分の2から後端までの部分35c（図4におけるC-C線部分）は、図7および図8に示すように、二面平行部（向かい合い、かつドリルの軸方向に伸びるほぼ平行な2つの平坦面）間を湾曲面で接続した（言い換えれば、内面断面形状が小判型）となっている。ドリル3の先端部（非刃部側）における貫通孔35の形状も、図13に示すように、二面平行部間を円弧により接続した形状（言い換えれば、小判型形状）となっている。

【0028】シャフト2は、図2、図10、図11および図12に示すように、先端部2aがドリル3への挿入部となっており、この挿入部2aには、シャフト2の最先端部に位置し、円柱体に、ほぼ平行にかつシャフトの軸方向に伸びる2つの平坦面を設けた第1の扁平部21と、この第1の扁平部21と連続しかつ後端側に形成された円周方向に伸びる溝により細径となり、外径もしくは最大径部分の長さが、ドリルの上述した内面断面形状が小判型となっている部分35cの内径の最短距離よりも小さく形成された細径部22と、この細径部22と連続し、円柱体に、ほぼ平行にかつシャフトの軸方向に伸びる2つの平坦面を設けた第2の扁平部23と、この第2の扁平部23と連続する円柱部24とを備える。シャフトの外径は、2～7mm程度が好適である。

【0029】ドリル3の貫通孔35にシャフト2の先端部を挿入すると、シャフト2の最先端部の第1の扁平部21は、ドリル3の内面形状が円筒形（内面断面形状が円形）である部分35a、円筒形の一部に小さな二面平行突出部を有する部分35b、さらには内面断面形状が小判型となっている部分35cを貫通し、図13に示すように、ドリル3の後端より突出する。この状態において、シャフト2の細径部22は、ドリル3の貫通孔35の内面断面形状が小判型となっている部分35c内に位置する。シャフト2の第2の扁平部23は、ドリル3の貫通孔35の二面平行突出部36a、36bを有する部分（中央部分）35b内に位置する。また、シャフト2の円柱部24は、ドリル3の貫通孔35の内面形状が円形である部分35a内に位置する。なお、ドリルの貫通孔の中央部分35bに形成されている二面平行突出部36a、36bの刃部側端部は、図12に示す円柱部24の端部24aに当接するため、ドリル3は、それ以上シャフト2の基端側に移動しない。この実施例では、ドリ

ル3に形成された二面平行突出部36a、36bの刃面側端部と、シャフト3の円柱部24の端部24aにより、ドリル3のシャフト2の基端側への移動を防止するドリル係止機構が構成されている。なお、シャフト2の円柱部24は、ドリル3の内面形状が円筒形である部分35a内に位置するため、ドリル3の掘削面とシャフト間の隙間が少なく、両者間に切りくずが流入することが少ない。

【0030】シャフト2とドリル3は上記のような関係となっているので、シャフト2を左側に回転させてもドリル3内において回転しない。しかし、右側に回すと、シャフト2の第2の扁平部23とドリル3の部分35bとの関係において、若干、言い換えれば、部分35bの形状が、円形の一部に二面平行部を形成した形状に、同じ形状のものを所定の角度（例えば、30〜90度、具体的には、45度）ずらしたものを重ね合わせた形状となっているため、ずれた角度分回転し、第2の扁平部23の一方の平坦面21aは、ドリル35の貫通孔内に形成された突出部36a、36bの一方の平坦面と当接し、それ以上回転させるとことにより、回転力をドリル3に伝達可能となる。この実施例では、シャフト2の第2の扁平部23の一方の平坦面21aと、ドリル35の貫通孔内に形成された突出部36a、36bの一方の平坦面とにより、シャフト2に与えられた骨掘削用刃部が骨を掘削可能な方向への回転力を、ドリルに伝達するためのトルク伝達機構が構成されている。

【0031】また、上記のドリル3内での許容される量のシャフト2の回転により、シャフト2の第1の扁平部21の後端側エッジ21a（シャフト側係合部）の一部は、図14に示すように、ドリル3の先端面（ドリル側係合部）36上に位置し重なり合い、シャフト2を後端側（手前側）に引くと、両者が係合するため、ドリル3よりシャフトが抜けることを防止するとともに、シャフト2に与えられた引張力をドリル3に伝達する。この実施例では、シャフト2の第1の扁平部21の後端側エッジ21aとドリル3の先端面36により、シャフト2をシャフトの基端側に引いた時に、ドリル3と係合可能なシャフト離脱抑制機構ならびに引っ張り力伝達機構が構成されている。よって、この状態にて、シャフト2をさらに右回転しながら引っ張ることにより、骨を掘削する事ができる。また、シャフト2を左回転させると、シャフト2の第1の扁平部21の後端側エッジ21a（シャフト側係合部）とドリル3の先端面36（ドリル側係合部）との係合が解除され、シャフト2をドリル3より抜き可能となる。

【0032】なお、ドリルとシャフトの係合形態は、上述のものに限定されるものではなく、シャフトをある方向に回転させたときに、その回転力がドリルに伝達され、ドリルにより骨を掘削でき、かつ、シャフトを手元側に引いても、ドリルが容易にシャフトより離脱しないもの

であればよい。例えば、図15に示すような、引き回し型靱帯再建術用掘削器具130であってもよい。この靱帯再建術用掘削器具130は、上述の実施例と同様に、シャフト132とドリル133からなる。シャフト132は、先端部に細径となっているドリル誘導用突出部132aと、この突出部より基端側の外面に形成されたシャフト側係合部を形成するおねじ132bを備える。ドリル133は、内面全体が円筒状となっている貫通孔を備え、その内面には、ドリル側係合部を形成するめねじ133aを備える。シャフト132のおねじ132bとドリル133のめねじ133aは、ドリルが骨を切削可能な方向（例えば、右方向）に回転させることにより、螺合が進行し、おねじのねじ先端にめねじのねじ先端が到達することにより、螺合が完了する。それ以上、シャフトを右側に回転させると、シャフトの回転力がドリルに伝達され、ドリルはシャフトとともに回転する。また、逆に、シャフトのおねじ132bとドリルのめねじ133aは、ドリルが骨を切削不能な方向（例えば、左方向）に回転させることにより、螺合が解除され、ドリルをシャフトより離脱可能となる。なお、ドリルの外面形態は、上述したものと同じものが好適である。

【0033】さらに、図16および図17に示すような、引き回し型靱帯再建術用掘削器具150であってもよい。この靱帯再建術用掘削器具150は、上述の実施例と同様に、シャフト152とドリル153とからなる。シャフト152は、筒状スリーブ154と、この筒状スリーブ154を貫通し、スリーブに対して回転可能となっているシャフト部材155からなる。シャフト部材155の先端は、ドリル153への挿入部となっている。シャフト部材155の最先端部156は、円柱体に、ほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた扁平部となっている。また、ドリル153の先端面153a（非刃部側）における貫通孔の形状も、上記扁平部の形状とほぼ同じように、二面平行部間を円弧により接続した形状（言い換えれば、小判型形状）となっている。この器具150では、シャフト152の先端部156をドリルの貫通孔を貫通させて、シャフト部材155を回転させることにより、扁平部156の後端側エッジの一部が、ドリル153の先端面153a上に位置し重なり合い、シャフト152を後端側（手前側）に引くと、両者が係合するため、ドリル153よりシャフト152が抜けることを防止し、シャフト152に与えられた引張力をドリル153に伝達する。

【0034】シャフト部材155は、扁平部156と連続し、断面円形の細径部155aおよびシャフト部材の回転の障害とならない大きさのリップであるスリーブ係止部155bが形成されており、係止部155bより基端側も、断面円形の細径部となっている。シャフト部材155は、後端に、図17に示すような操作部158が設けられており、この操作部158を回すことにより、ス



リーブ154に対して、約90度回転可能である。操作部158は、スリーブ154の後端側に突出するリブ158aを備え、スリーブ154の後端には、第1の凹部154aと第2の凹部154bが形成されている。操作部のリブ158aが、スリーブの凹部154aと係合する状態では、シャフトの扁平部の平坦面と、スリーブの平坦面が平行（同位相）となっており、また、操作部のリブ158aが、スリーブの第2の凹部154bと係合する状態では、シャフトの扁平部の平坦面と、スリーブの平坦面が直交（位相が90度異なる）する。このため、操作部のリブ158aが、スリーブの凹部154aと係合する状態として、シャフト152の先端部をドリルの貫通孔の刃部153b側開口より挿入し、貫通孔を貫通させ、ドリル153の先端より、シャフト部材155の扁平部156が突出させた後、操作部158を回転させて、操作部のリブ158aが、スリーブの第2の凹部154bと係合する状態とすることにより、扁平部156の後端側エッジの一部が、ドリル153の後端面153a上に位置し重なり合い、シャフト152を後端側（手前側）に引くと、両者が係合するため、ドリル153からシャフト152が抜けなくなる。

【0035】また、スリーブ154の先端は、円筒体に、ほぼ平行にかつシャフトの軸方向に延びる2つの平坦面を設けた扁平部（断面小判状）となっており、ドリル153の貫通孔の後端部分も、スリーブ154の扁平部に対応した、断面小判状となっている。このため、スリーブ154を回転させると、スリーブの一方の平坦面は、ドリルの貫通孔の平坦面と当接し、その回転力は、ドリルに伝達され、ドリルはシャフトとともに回転する。よって、この器具150においても、シャフト152（正確には、スリーブ154）に右回転を与えながら引っ張ることにより、骨を掘削する事ができる。なお、ドリルの外面形態は、上述したものと同一ものが好適である。

【0036】次に、押し回し型の靱帯再建術用掘削器具について、図面を用いて詳細に説明する。図18は、本発明の押し回し型の靱帯再建術用掘削器具の実施例の先端部分の斜視図である。図19は、図18に示した靱帯再建術用掘削器具のシャフトよりドリルを離脱した状態の斜視図である。図20は、図18に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大斜視図である。図21は、図20に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大正面図である。図22は、図20に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの左側面図（刃部側側面図）である。図23は、図20に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの右側面図（非刃部側側面図）である。図24は、図21のD-D線断面図（刃部部分での断面であり、通路の形状が変形ひょうたん型であることを示すもの）である。図25は、図21のE-E線断面図（通路の形状が小判型であることを示すもの）である。

【0037】靱帯再建術用掘削器具50は、図18および図19に示すように、シャフト52と、シャフト52の先端部に着脱可能に装着されるドリル（押し回しドリル）53からなる。押し回しドリル53は、中空体であり、ドリル53内にシャフト52を挿入し、シャフト52を押しながら右回転を行うことにより、骨トンネルを形成するドリルである。ドリルは、関節の切皮部位より関節内に挿入可能な大きさとなっている。具体的には、ドリルの外径は、7～12mm程度が好適であり、ドリルの全長は、7～12mm程度が好適である。

【0038】ドリル53は、図20、図21および図22に示すように、皮膚や正常な靱帯を傷つけないように先端面にのみ形成された2枚の切り刃61a、61bと、この切り刃と連続し、側面の軸方向後方に伸びる2つの切りくず排出溝62a、62bを有する。さらに、ドリル53の側面には、ドリル53を関節内に挿入する際、鉗子などの把持手段により保持した際にドリル53が揺動しないようにするためのV字状の保持用溝63（63a、63b）が、軸方向に伸びるように2本平行に形成されている。さらに、このV字状の保持用溝63（63a、63b）の途中に、鉗子などの把持手段からドリル53が脱しないようにするための、凹部64a、64bが形成されている。また、ドリル53の外周部の後端部は、関節内へ容易に挿入できるようテーパ形状にしてあり、テーパ部と後端面の交わる角部は、皮膚などに引っかからないように丸くしてある。

【0039】ドリル53内の中央には、図22に示すように、シャフト挿通用の貫通孔65が形成されている。貫通孔65は、刃部側先端より、全長の約2分の1のまで部分65aの内面形状は、図21におけるD-D線断面図である図24に示すように、円筒形の一部に小さな二面平行突出部64a、64bを有する形状（言い換えれば、内面断面形状が変形ひょうたん型）となっている。より具体的には、円形の一部に二面平行部を形成した形状に、同じ形状のものを所定の角度（例えば、30～90度）ずらしたものを重ね合わせた形状となっている。二面平行突出部64a、64bの貫通孔の内側面は、貫通孔内に突出し、ドリルの軸方向に延びる小さな平行の2つの平坦面を形成している。貫通孔65は、刃部側先端より全長の約2分の1の位置から後端までの部分65bの内面形状は、図21におけるE-E線断面図である図25に示すように、二面平行部（向かい合い、かつドリルの軸方向に延びるほぼ平行な2つの平坦面）間を湾曲面で接続した形状（言い換えれば、内面断面形状が小判型）となっている。

【0040】ドリル53の後端面（非刃部側）における貫通孔65の形状も、図23に示すように、二面平行部間を円弧により接続した形状（言い換えれば、小判型形状）となっており、貫通孔65の開口周縁には、平坦部53aが形成されている。この平坦部53aは、後述す

るシャフト52の第2の扁平部74の端部に形成された段差部74bに当接する。

【0041】シャフト52は、図19に示すように、先端部には、ドリル53への挿入部かつ骨細孔への誘導部を形成する第1の扁平部73を備えている。このため、20〜30mm程度の長さを備えることが好ましい。第1の扁平部73は、軸方向に伸びるほぼ平行に形成された2つの平坦面を備える。さらに、第1の扁平部73と連続しかつ後端側に形成された細径部72を備える。細径部72は、ドリルの全長より長く形成されており、この部分のみにて、ドリルが位置でき、かつ、細径部の外径もしくは最大径部分の長さが、ドリルの上述した内面断面形状が小判型となっている部分65bの内径の最短距離よりも小さく形成されている。このため、ドリル53は、シャフト52の細径部72において空転可能となっている。さらに、シャフトの先端部には、この細径部72と連続し、軸方向に伸びるほぼ平行に形成された2つの平坦面74aを備える第2の扁平部74と、この第2の扁平部74と連続する円柱部75を備える。なお、シャフトの外径は、2〜7mm程度が好適である。

【0042】ドリル53の貫通孔65にシャフト52の先端部を挿入すると、シャフト52の第1の扁平部73、細径部72、第2の扁平部74は、貫通孔65を貫通し、ドリルの後端に形成された平坦部53aが、シャフト52の第2の扁平部74の端部に形成された段差部74bに当接し、ドリルはそれ以上シャフトの基端側には移動しない。この状態において、シャフト52の細径部72の先端部分は、ドリル53の貫通孔の先端部分内に位置する。また、シャフト52の第2の扁平部74は、ドリルの内面断面形状が変形ひょうたん型となっている65aおよび小判型となっている部分65b内に位置する。なお、シャフト52を回転させると、ドリルの内面断面形状が小判型となっている部分65bの平坦面（ドリル側係合部）と、シャフト52の第2の扁平部74の平坦面74a（シャフト側係合部）は、当接し係合するため、シャフト52の回転力がドリル53に伝達され、ドリルは回転する。

【0043】なお、ドリル53を装着した状態でシャフト52を手元側に引くと、ドリル53に対して、シャフトが移動するが、シャフトの細径部72にドリルが位置した状態において、若干でも、ドリルもしくはシャフトが回転すれば、シャフト52の第1の扁平部73の端部73aが、ドリルの貫通孔65の部分65aの内面に形成された、二面平行突出部64a、64bもしくは、ドリルの貫通孔65の部分65bの端面に当接するため、シャフトよりドリルが離脱することが抑制される。このような、離脱抑制機構を設けることにより、手技中にシャフトを手前側に引いても、シャフトが、骨細孔より抜けることが抑制される。このような、離脱抑制機構を設けることが望ましいが、設けないものでもよい。

【0044】なお、ドリルとシャフトの係合形態は、上述のものに限定されるものではなく、シャフトをある方向に回転させたときに、その回転力がドリルに伝達され、シャフトを手前側に引いても、ドリルが容易にシャフトより離脱しないものであればよい。例えば、図26に示すような、押し回し型靱帯再建術用掘削器具140であってもよい。この靱帯再建術用掘削器具140は、上述の実施例と同様に、シャフト142とドリル143からなる。シャフト142は、先端部に細径となっているドリル誘導用兼骨細孔への誘導用突出部142aと、この突出部より基端側の外面に形成されたシャフト側係合部を形成するおねじ142bを備える。ドリル143は、内面全体が円筒状となっている貫通孔を備え、その表面には、ドリル側係合部を形成するめねじ143aを備える。シャフトのおねじ142bとドリルのめねじ143aは、ドリルが骨を切削可能な方向（例えば、右方向）に回転させることにより、螺合が進行し、おねじのねじ先端にめねじのねじ先端が到達することにより、完全螺合する。それ以上、シャフトを右側に回転させると、シャフトの回転力がドリルに伝達され、ドリルはシャフトとともに回転する。また、逆に、シャフトのおねじ142bとドリルのめねじ143aは、ドリルが骨を切削不能な方向（例えば、左方向）に回転させることにより、螺合が後退し、回転を継続することにより、螺合が解除され、ドリルをシャフトより離脱可能となる。なお、ドリルの外面形態は、上述したものと同一ものが好適である。また、押し回し型靱帯再建術用掘削器具としても、図16および図17に示したような、シャフトがスリーブとこのスリーブ内に挿通された回転可能なシャフト部材からなるものでもよい。

【0045】

【発明の効果】本発明の靱帯再建術用掘削器具によれば、この骨の掘削量および骨欠損部位の形成が少なく、少ない量の靱帯により再建を行うことが可能な形態の骨トンネルを容易に形成する事ができる。具体的には、関節を切開せず関節内から逆行性に必要な分のみの骨トンネルを掘ることができ、骨欠損量が従来の方法の1/3以下とすることができるとともに、自家腱移植の場合には、摘出する生体靱帯の長さは5〜6cmですみ、従来の1/3〜1/4とすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の実施例の先端部分の斜視図である。

【図2】図2は、図1に示した靱帯再建術用掘削器具のシャフトよりドリルを離脱した状態の斜視図である。

【図3】図3は、図1に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大斜視図である。

【図4】図4は、図3に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大正面図である。

【図5】図5は、図4に示した靱帯再建術用掘削器具の

ドリルの左側面図である。

【図6】図6は、図3に示したドリルの内部形状を説明するための説明図である。

【図7】図7は、図4のA-A線断面図である。

【図8】図8は、図4のB-B線断面図である。

【図9】図9は、図4のC-C線断面図である。

【図10】図10は、図1に示した靱帯再建術用掘削器具のシャフトの部分省略正面図である。

【図11】図11は、図10のシャフトの先端部の拡大正面図である。

【図12】図12は、図10のシャフトの先端部の拡大平面図である。

【図13】図13は、ドリルにシャフトを挿通した状態の本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の側面図である。

【図14】図14は、ドリルとシャフトに係合した状態の本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の側面図である。

【図15】図15は、本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の他の実施例の先端部分の斜視図である。

【図16】図16は、本発明の引き回し型の靱帯再建術用掘削器具の他の実施例の部分省略断面図である。

【図17】図17は、図16に示した靱帯再建術用掘削器具の先端部および後端部の拡大平面図である。

【図18】図18は、本発明の押し回し型の靱帯再建術用掘削器具の実施例の先端部分の斜視図である。

【図19】図19は、図18に示した靱帯再建術用掘削器具のシャフトよりドリルを離脱した状態の斜視図であ

＊る。

【図20】図20は、図18に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大斜視図である。

【図21】図21は、図20に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの拡大正面図である。

【図22】図22は、図20に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの左側面図（刃部側側面図）である。

【図23】図23は、図21に示した靱帯再建術用掘削器具のドリルの右側面図（非刃部側側面図）である。

10 【図24】図24は、図21のD-D線断面図である。

【図25】図25は、図21のE-E線断面図である。

【図26】図26は、本発明の押し回し型の靱帯再建術用掘削器具の他の実施例の先端部分の斜視図である。

【図27】図27は、本発明の靱帯再建術用掘削器具の作用を説明するための説明図である。

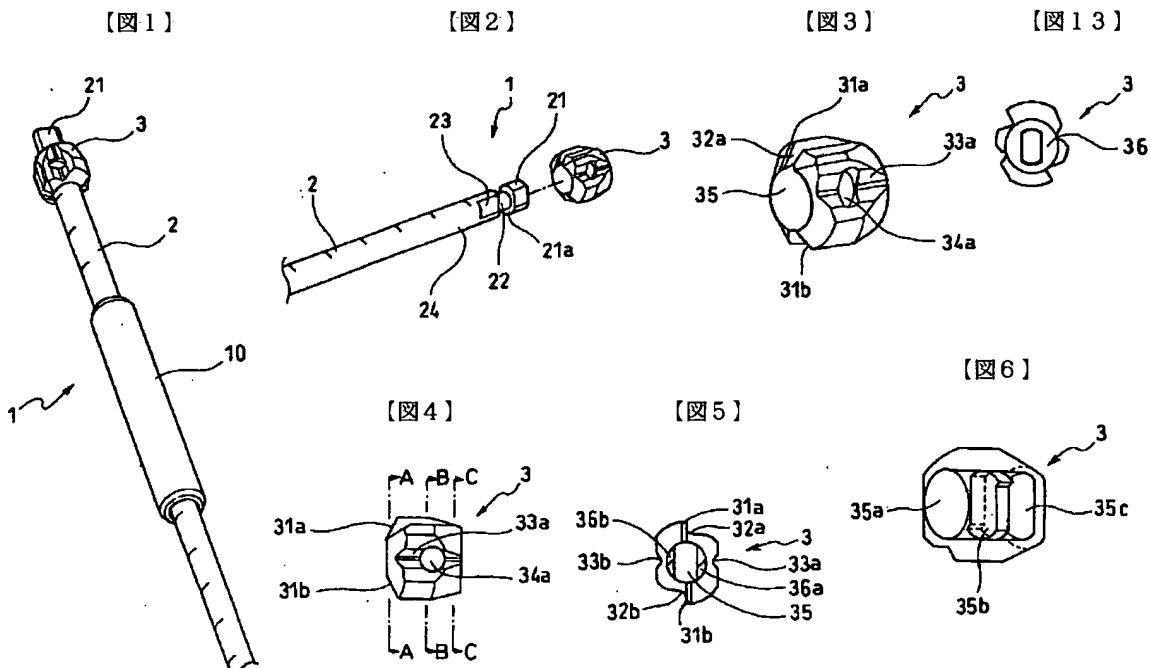
【図28】図28は、本発明の靱帯再建術用掘削器具の作用を説明するための説明図である。

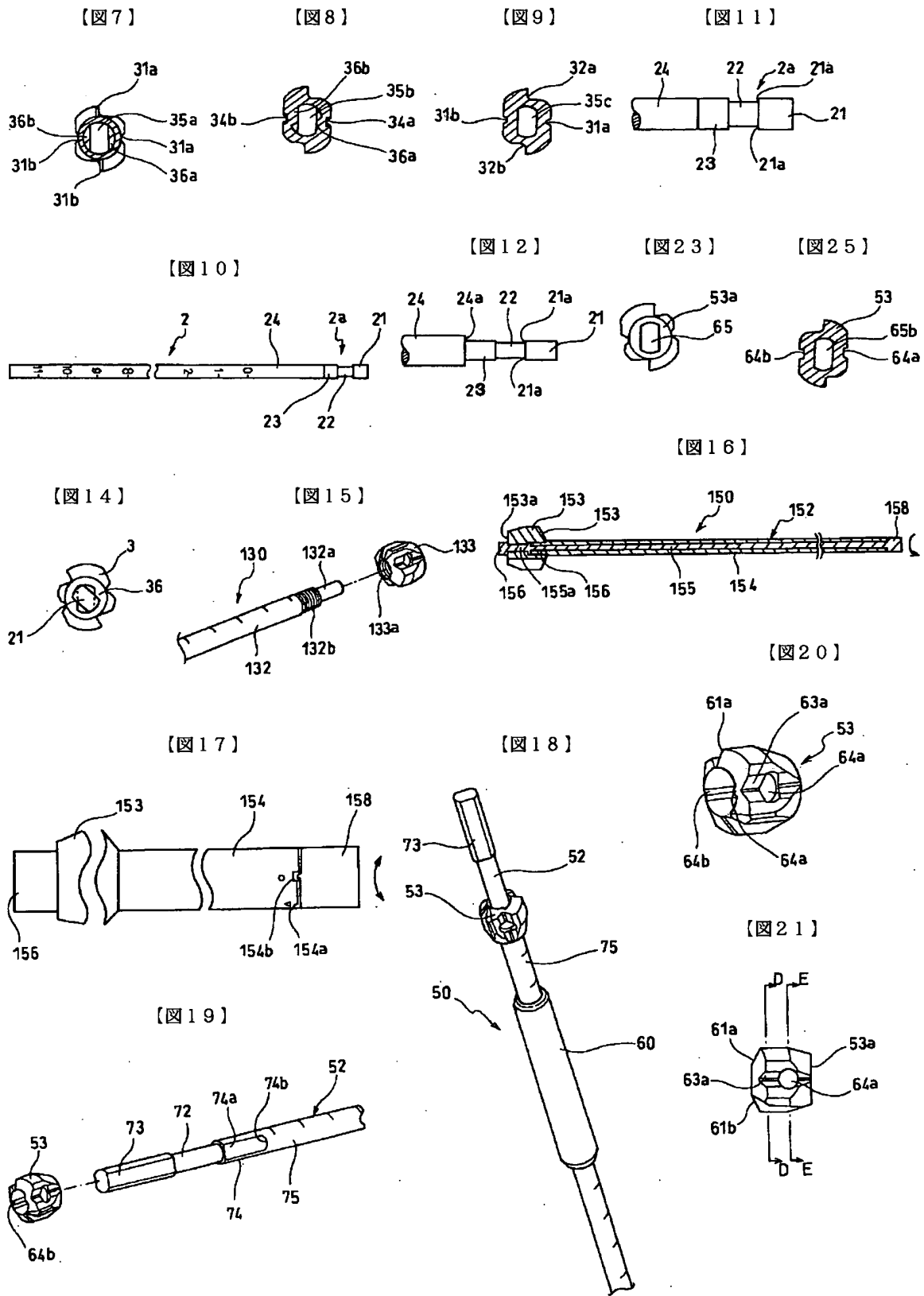
【図29】図29は、本発明の靱帯再建術用掘削器具の作用を説明するための説明図である。

20 【図30】図30は、本発明の靱帯再建術用掘削器具の作用を説明するための説明図である。

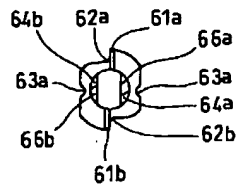
【符号の説明】

- 1 靱帯再建術用掘削器具
- 2 シャフト（引き回しドリル用シャフト）
- 3 ドリル（引き回しドリル）
- 50 靱帯再建術用掘削器具
- 52 シャフト（押し回しドリル用）
- 53 ドリル（押し回しドリル）

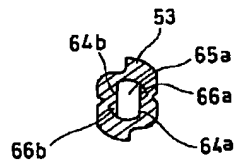




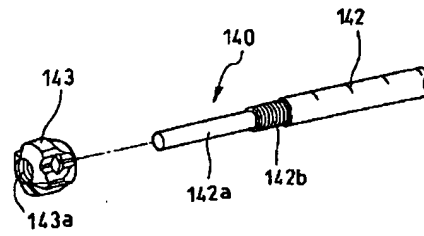
【図22】



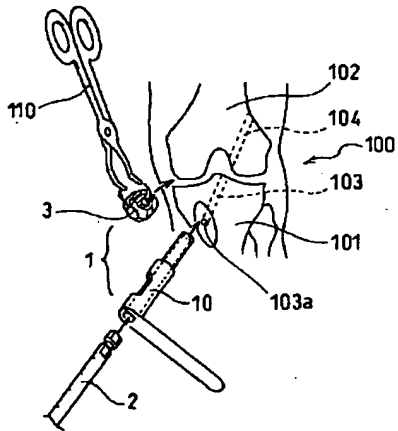
【図24】



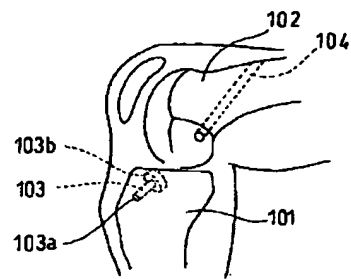
【図26】



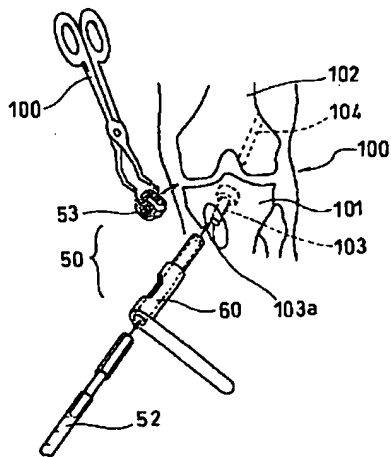
【図27】



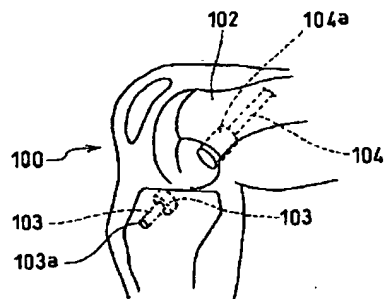
【図28】



【図29】



【図30】



【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載  
 【部門区分】第1部門第2区分  
 【発行日】平成13年10月9日(2001.10.9)

【公開番号】特開平10-118084  
 【公開日】平成10年5月12日(1998.5.12)  
 【年通号数】公開特許公報10-1181  
 【出願番号】特願平8-299691  
 【国際特許分類第7版】

A61B 17/16  
 17/56

【F I】

A61B 17/16  
 17/56

【手続補正書】

【提出日】平成13年1月19日(2001.1.19)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正内容】

【0016】そこで、上記の2つのタイプの靱帯再建術用掘削器具を用いた靱帯再建術について、図27から図30を用いて説明する。最初に、脛骨側の骨トンネルの形成を行う。まず、驚足直上部にガイドピン(図示せず)を刺入し、ピンをガイドにしカニキュレイトドリル(図示せず)を用いて、脛骨101の関節100の下方より、関節内を貫通し、大腿骨に至る内径3~5mm程度の骨細孔103を形成する。この状態が図27である。関節鏡および鉗子類を挿入するために、外側膝蓋下もしくは内側膝蓋下に切皮部位を形成し、この切皮部位より、図27に示すように、関節鏡にて確認しながら、鉗子110などにより保持した引き回し型器具のドリル3を関節内に挿入する。そして、脛骨側の骨細孔開口部103aより、引き回し型器具1のシャフト2を先端側より挿入する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0032

【補正方法】変更

【補正内容】

【0032】なお、ドリルとシャフトの係合形態は、上述のものに限定されるものではなく、シャフトをある方向に回転させたときに、その回転力がドリルに伝達され、ドリルにより骨を掘削でき、かつ、シャフトを手元側に引いても、ドリルが容易にシャフトより離脱しないものであればよい。例えば、図15に示すような、引き回し型靱帯再建術用掘削器具130であってもよい。こ

の靱帯再建術用掘削器具130は、上述の実施例と同様に、シャフト132とドリル133からなる。シャフト132は、先端部に細径となっているドリル誘導用突出部132aと、この突出部より基端側の外面に形成されたシャフト側係合部を形成するおねじ132bを備える。ドリル133は、内面全体が円筒状となっている貫通孔を備え、その内面には、ドリル側係合部を形成するめねじ133aを備える。シャフト132のおねじ132bとドリル133のめねじ133aは、ドリルが骨を切削可能な方向(例えば、右方向)に回転させることにより、螺合が進行し、おねじのねじ先端にめねじのねじ先端が到達することにより、螺合が完了する。それ以上、シャフトを右側に回転させると、シャフトの回転力がドリルに伝達され、ドリルはシャフトとともに回転する。また、逆に、シャフトのおねじ132bとドリルのめねじ133aは、ドリルが骨を切削不能な方向(例えば、左方向)に回転させることにより、螺合が解除され、ドリルをシャフトより離脱可能となる。なお、ドリルの外面形態は、上述したものと同じものが好適である。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0044

【補正方法】変更

【補正内容】

【0044】なお、ドリルとシャフトの係合形態は、上述のものに限定されるものではなく、シャフトをある方向に回転させたときに、その回転力がドリルに伝達され、シャフトを手前側に引いても、ドリルが容易にシャフトより離脱しないものであればよい。例えば、図26に示すような、押し回し型靱帯再建術用掘削器具140であってもよい。この靱帯再建術用掘削器具140は、上述の実施例と同様に、シャフト142とドリル143からなる。シャフト142は、先端部に細径となってい

るドリル誘導用兼骨細孔への誘導用突出部142aと、この突出部より基端側の外面に形成されたシャフト側係合部を形成するおねじ142bを備える。ドリル143は、内面全体が円筒状となっている貫通孔を備え、その表面には、ドリル側係合部を形成するめねじ143aを備える。シャフトのおねじ142bとドリルのめねじ143aは、ドリルが骨を切削可能な方向（例えば、右方向）に回転させることにより、螺合が進行し、おねじのねじ先端にめねじのねじ先端が到達することにより、完全螺合する。それ以上、シャフトを右側に回転させると、シャフトの回転力がドリルに伝達され、ドリルはシ

ャフトとともに回転する。また、逆に、シャフトのおねじ142bとドリルのめねじ143aは、ドリルが骨を切削不能な方向（例えば、左方向）に回転させることにより、螺合が後退し、回転を継続することにより、螺合が解除され、ドリルをシャフトより離脱可能となる。なお、ドリルの外面形態は、上述したものと同じものが好適である。また、押し回し型靱帯再建術用掘削器具としても、図16および図17に示したような、シャフトがスリーブとこのスリーブ内に挿通された回転可能なシャフト部材からなるものでもよい。